

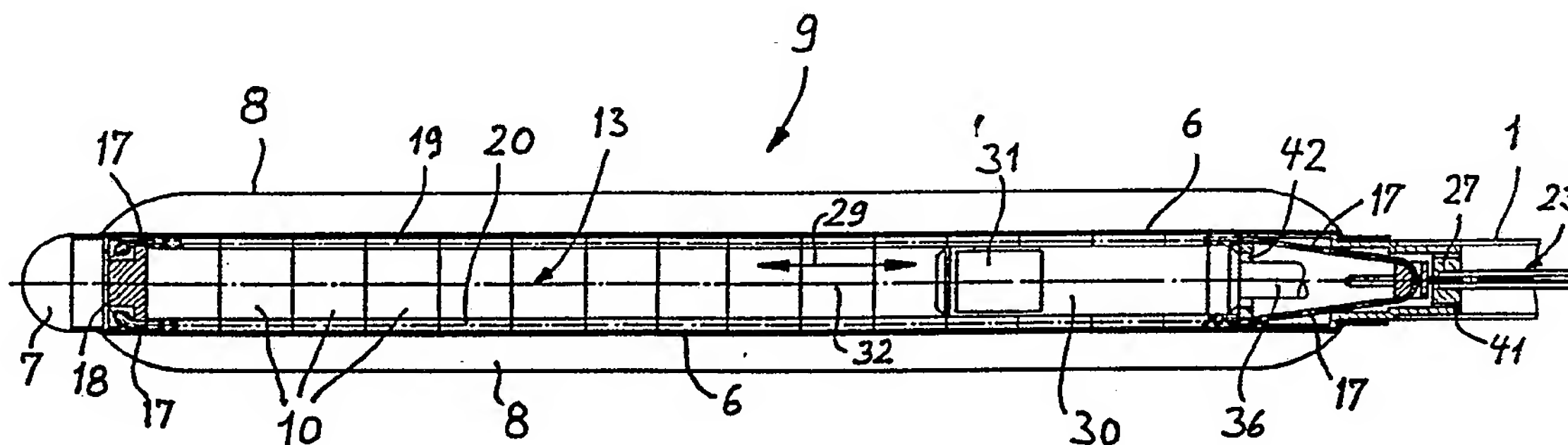


PCT
WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
Internationales Büro
INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation ⁵ : A61B 8/12, 1/00, A61M 25/01	A1	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 90/02520 (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 22. März 1990 (22.03.90)
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE89/00551 (22) Internationales Anmeldedatum: 23. August 1989 (23.08.89) (30) Prioritätsdaten: P 38 29 603.9 1. September 1988 (01.09.88) DE (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): KON- TRON ELEKTRONIK GMBH [DE/DE]; Oskar-von- Miller-Str. 1, D-8057 Eching (DE). (72) Erfinder;und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US) : WOLLSCHLÄGER, Hel- mut [DE/DE]; WOLLSCHLÄGER, Susanna [DE/DE]; Laufenerstraße 15, D-7800 Freiburg (DE). ZEIHNER, An- dreas [DE/DE]; Klarastraße 55, D-7800 Freiburg (DE). KLEIN, Hans-Peter [DE/DE]; An der Weinleite 12b, D- 8017 Ebersberg (DE).		(74) Anwalt: RACKETTE, Karl; Kaiser-Joseph-Strasse 179, Postfach 13 10, D-7800 Freiburg (DE). (81) Bestimmungsstaaten: AT (europäisches Patent), BE (euro- päisches Patent), CH (europäisches Patent), DE (euro- päisches Patent), FR (europäisches Patent), GB (euro- päisches Patent), IT (europäisches Patent), JP, LU (euro- päisches Patent), NL (europäisches Patent), SE (europäi- sches Patent), US. Veröffentlicht Mit internationalem Recherchenbericht.

(54) Title: ULTRASONIC ENDOSCOPE SYSTEM

(54) Bezeichnung: ULTRASCHALLENDOSKOPEINRICHTUNG



(57) Abstract

An ultrasonic endoscope system for generating multiplanar tomograms has a distal end zone (9) with a flexible hose (6) which holds together a plurality of rigid guiding members (10). Because of the elasticity of the flexible hose (6) the distal end zone (9) can be easily bent. The guiding members (10) contain a guiding channel (13) in which a slide (30) that carries a ultrasonic transducer (31) can be moved in the longitudinal direction. In order to ensure the extension and stiffening of the distal end zone (9) for obtaining a precise orientation of the scanning planes, the guiding members (10) contain bores in which is arranged a tension wire (17) that can be stretched by a Bowden wire, so that the individual guiding members (10) can be firmly pressed against each other, thus ensuring the precise guidance of the slide (30).

(57) Zusammenfassung

Eine Ultraschallendoskopeinrichtung zur Erzeugung multiplanarer Tomogramme verfügt über einen distalen Endbereich (9) mit einem flexiblen Schlauch (6), durch den eine Vielzahl von starren Führungsgliedern (10) zusammengehalten werden. Aufgrund der Elastizität des flexiblen Schlauches (6) ist der distale Endbereich (9) leicht verbiegbare. In den Führungsgliedern (10) ist ein Führungskanal (13) vorgesehen, in dem ein Gleitschlitten (30) mit einem Ultraschallwandler (31) längsverschieblich bewegbar ist. Um eine Streckung und Versteifung des distalen Endbereichs (9) für eine präzise Orientierung der Abtastebenen zu gewährleisten, sind in den Führungsgliedern (10) Bohrungen vorgesehen, durch die sich ein Spanndraht (17) erstreckt, der mit Hilfe eines Bowdenzugs (23) spannbar ist, so daß die einzelnen Führungsglieder (10) fest gegeneinander gepreßt werden, und eine präzise Führung des Gleitschlittens (30) gestatten.

LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Code, die zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	ES	Spanien	ML	Mali
AU	Australien	FI	Finnland	MR	Mauritanien
BB	Barbados	FR	Frankreich	MW	Malawi
BE	Belgien	GA	Gabon	NL	Niederlande
BF	Burkina Faso	GB	Vereinigtes Königreich	NO	Norwegen
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	RO	Rumänien
BJ	Benin	IT	Italien	SD	Sudan
BR	Brasilien	JP	Japan	SE	Schweden
CA	Kanada	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SN	Senegal
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KR	Republik Korea	SU	Soviet Union
CG	Kongo	LI	Liechtenstein	TD	Tschad
CH	Schweiz	LK	Sri Lanka	TG	Togo
CM	Kamerun	LU	Luxemburg	US	Vereinigte Staaten von Amerika
DE	Deutschland, Bundesrepublik	MC	Monaco		
DK	Dänemark	MG	Madagaskar		

Ultraschallendoskopeinrichtung

Die Erfindung betrifft eine Ultraschallendoskopeinrichtung zum Abtasten eines zu untersuchenden Organes eines Patienten, insbesondere zur Verwendung bei der trans-
5 ösophagealen Echokardiographie, mit einem über ein Ultraschalldiagnostikgerät elektrisch an ein Bildverarbeitungssystem für die Erzeugung multiplanarer Tomogramme anschließbaren Ultraschallwandler, der beweglich
10 im distalen Endbereich des Endoskopes angeordnet ist.

Eine derartige Einrichtung ist aus Roy W. Martin et al, An Endoscopic Micromanipulator for Multiplanar Trans-
esophageal Imaging, Ultrasound in Med. & Biol. Vol. 12,
15 No. 12, pp. 965 - 975, 1986 bekannt und dient zur dreidimensionalen Rekonstruktion eines Ultraschallherzbildes, indem eine Vielzahl von Schnittbildern mit Hilfe eines Ultraschallwandlers aufgenommen wird, der
20 am vorderen Ende eines Endoskopes angebracht ist und um eine quer zur Längsachse des Endoskopes verlaufende Achse verschwenkbar ist. Auf diese Weise ergeben sich Schnittbilder, deren Ebenen schräg zueinander verlaufen. Dies führt dazu, daß die gewonnenen Bilddaten
25 für manche Anwendungen nicht die erforderliche Qualität haben und das Abtastvolumen klein und ungünstig verteilt ist. Insbesondere sind die Abtastungen so ungenau, daß sie schwer reproduzierbar sind, und die dabei erzeugten Abbildungen sich für Vergleichsstudien nicht eignen.

30 Aus der US-PS 4 327 738 sind ein endoskopisches Verfahren sowie eine Vorrichtung zur Durchführung einer Ultraschall-B-Bild-Abtastung bekannt. Der Ultraschallwandler ist im vorderen starren Endstück eines an-
35 sonsten flexiblen Schlauches angeordnet. Um multipla-

nare Tomogramme zu erzeugen, sind schwer reproduzierbare Lageveränderungen erforderlich, so daß exakte räumliche Rekonstruktionen der abgetasteten Organe nicht möglich sind.

5

Aus der EP-A1-0 234 951 ist ein Katheter mit einem Ultraschallwandler bekannt, der es gestattet, Blutgefäße abzutasten, indem der Ultraschallwandler um seine Längsachse verschwenkt und/oder in Längsrichtung verschoben wird. Die Reproduzierbarkeit der dabei erhaltenen Tomogramme ist ebenfalls so gering, daß exakte räumliche Rekonstruktionen der abgetasteten Organe nicht möglich sind.

10

Ausgehend von diesem Stand der Technik liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine Ultraschallendoskop-einrichtung der eingangs genannten Art zu schaffen, die es gestattet, mit einer hohen Präzision ein großes Volumen im Bereich des zu untersuchenden Organes multiplanar so genau abzutasten, daß die erhaltenen Schnittbilder eine exakte räumliche Rekonstruktion des abgetasteten Organes gestatten.

15

20

Diese Aufgabe wird bei einer Endoskopeinrichtung der eingangs genannten Art dadurch gelöst, daß der distale Endbereich des Endoskopes als flexibler Schlauch ausgebildet ist, der eine Vielzahl von axial hintereinander angeordneten, starren Führungsgliedern flexibel umgibt und zusammenhält, die Hohlräume aufweisen, durch die ein durchgehender Führungskanal für einen den Ultraschallwandler tragenden verfahrbaren Gleitschlitten gebildet ist, und daß sich durch die Führungsglieder ein Spanndraht erstreckt, durch den die Führungsglieder mit ihren Stirnflächen gegeneinander andrückbar sind.

25

30

35

Dadurch, daß das distale Ende der Ultraschallendoskop-
einrichtung als flexibler Schlauch mit einer Vielzahl
von starren Führungsgliedern ausgebildet ist, ist es
möglich, die Ultraschallendoskopeinrichtung gefahrlos
5 durch gekrümmt verlaufende Körperhöhlen, insbesondere
in den Ösophagus eines Patienten vorzuschieben. Wenn
die einzelnen starren Führungsglieder mit Hilfe des
Spanndrahtes gegeneinander gezogen werden, bilden sie
eine starre Führungsschiene für den Gleitschlitten des
10 Ultraschallwandlers, der auf diese Weise über einen
längeren Weg präzise verfahren werden kann und es
gestattet, eine Vielzahl von parallel zueinander lie-
gender Schichtbilddarstellungen oder Schnittbilddar-
stellungen zu erhalten. Mit Hilfe des an den Ultra-
15 schallwandler anschließbaren Bildverarbeitungssystems
ist es möglich, die einzelnen Schnittbilder zu einem
räumlichen Gesamtbild zusammenzufassen, das so genau
ist, daß interindividuelle Vergleichsuntersuchungen
möglich sind. Außerdem ist es infolge der parallelen
20 Ausrichtung der einzelnen Schallebenen senkrecht zur
Längsachse der Ultraschallendoskopeinrichtung möglich,
die Bewegungen des Herzens und ihre durch pathologische
Bedingungen hervorgerufenen Störungen zu erfassen.
Dabei ist es möglich, die Aufnahme durch ein EKG zu
25 triggern und nach jeder Herzaktion den Gleitschlitten
um ein 256stel des gesamten Fahrweges zu bewegen, so
daß z.B. bei einer Bildmatrixgröße von 256 x 256 Bild-
punkten nach 256 Herzaktionen ein Bildwürfel zur Ver-
fügung steht. Ein solcher Datensatz kann im Speicher
30 des Bildverarbeitungssystems gespeichert werden und
anschließend in beliebigen Blickrichtungen ohne Auf-
lösungsverlust betrachtet, vermessen und quantifiziert
werden. Es ist auch möglich, EKG-getriggert auf jeder
Schnittebene einen gesamten Herzzyklus aufzunehmen, so
35 daß am Ende des Abtastweges eine Vielzahl von Bildwür-
feln entsprechend der Zahl der Abtastungen in jeder

Schnittebene zur Verfügung stehen, die die Beurteilung der Dynamik frei wählbarer Blickrichtungen ermöglichen.

5 Zur reproduzierbaren Beurteilung der Schnittebenen und zur dreidimensionalen Rekonstruktion der Herzstrukturen aus den gewonnenen Informationen ist es zweckmäßig, die exakte Lage der Ultraschallendoskopeinrichtung und damit der Schallebenen im Körper zu kennen. Wenn der Gleitschlitten mit einer Induktionsschleife versehen
10 wird und außerhalb des Körpers des Patienten zwei rechtwinklig zueinander verlaufende ebene Spulen zur Erzeugung definierter Magnetfelder aufgestellt werden, ist es möglich, die genaue räumliche Lage der Abtastebenen, bezogen auf ein äußeres festes Koordinatensystem, festzustellen. Die Echoinformationen der parallelen zweidimensionalen Schnittebenen können dann entsprechend der Lage der Ultraschallendoskopeinrichtung in absolute Daten des festen dreidimensionalen Koordinatensystems umgerechnet werden.

20 Durch die Anwendung eines derartigen Verfahrens wird es erstmals möglich, reproduzierbare topographische Informationen über das Herz und seine Bewegungen mittels echokardiographischen Methoden zu erhalten. Durch die
25 Detektion der Schallebeneneinrichtung von außen und Umrechnung der gewonnenen Echoinformation in absolute räumliche Koordinaten sind diese Informationen unabhängig von der Lage des Herzens im Brustkorb und damit geeignet, einerseits zuverlässige Verlaufsuntersuchungen durchzuführen und die gewonnenen Daten für
30 interindividuelle Vergleichsuntersuchungen heranzuziehen. Bewegungen der Speiseröhre im Bezug zum Herzen stören nicht mehr, wenn die jeweilige Lage der Ultraschallendoskopeinrichtung für jede Abtastung bekannt

ist und somit eine Lageberücksichtigung bei der Bildauswertung möglich ist. Insgesamt gesehen ergibt sich dank der erfindungsgemäßen Ultraschallendoskopeinrichtung die Möglichkeit einer räumlichen Rekonstruktion des Ultraschallbildes eines Herzens unabhängig von der Lage des Herzens im Brustkorb und unabhängig von der Lage der Speiseröhre zum Herzen. Derartige Untersuchungsdaten sind bisher nur mit erheblich aufwendigeren Verfahren, wie beispielsweise der Angiographie, der Computertomographie und der Kernspintomographie möglich gewesen, wobei diese Verfahren jedoch neben dem Nachteil der höheren Investitionskosten auch den Nachteil der Röntgenstrahlbelastung haben.

Zweckmäßige Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen sowie der nachfolgenden Beschreibung eines Ausführungsbeispiels der Erfindung anhand der Zeichnung. Es zeigen:

Fig. 1 das distale Ende einer erfindungsgemäßen Ultraschallendoskopeinrichtung im gekrümmten Zustand,

Fig. 2 das distale Ende im versteiften und gestreckten Zustand in einer Schnittansicht,

Fig. 3 den Gleitschlitten für den Ultraschallwandler in einer vergrößerten Draufsicht,

Fig. 4 den Gleitschlitten in einer Seitenansicht,

Fig. 5 einen Querschnitt durch das distale Ende der Ultraschallendoskopeinrichtung in einer etwa fünffach vergrößerten Darstellung,

Fig. 6 eine perspektivische Ansicht eines in Ultraschallausbreitungsrichtung offenen Führungsgliedes für das distale Ende der Endoskop-einrichtung,

5

Fig. 7 einen gegenüber den Fig. 1 und 2 vergrößerten Schnitt durch den zwischen dem distalen Endbereich und dem Tubus der Ultraschallendoskopeinrichtung liegenden Abschnitt und

10

Fig. 8 eine Manipulationseinrichtung zur Betätigung der Streck- und Verriegelungseinrichtung für den distalen Endbereich sowie zum Verfahren des Ultraschallwandlers entlang der Längsachse des gestreckten distalen Endbereichs während einer Bildabtastung.

15

In Fig. 1 erkennt man etwa in natürlicher Größe das einsteckseitige Ende und den distalen Endbereich 9 eines Ösophaguskops oder Ösophagussonde für die Durchführung einer transösophagealen Echokardiographie. Die Ösophagussonde stellt eine Ultraschallendoskopieeinrichtung dar und ist an ein in der Zeichnung nicht dargestelltes Ultraschallbildverarbeitungssystem angeschlossen, um eine Gewinnung räumlicher Informationen über ein untersuchtes Organ, insbesondere das Herz eines Patienten zu gewinnen.

20

25

Die Ösophagussonde für die transösophageale Echokardiographie verfügt über einen flexiblen Tubus 1, dessen dem Einsteckende der Ösophagussonde zuwandtes Ende in Fig. 1 zu erkennen ist, und dessen hinteres Ende mit einer in Fig. 8 dargestellten Manipulationseinrichtung 2 verbunden ist.

30

35

Wie man in Fig. 1 erkennt, ist das distale Ende des Tubus 1 mit einer Koppelhülse 3 verbunden, die bei dem in Fig. 1 dargestellten Ausführungsbeispiel im wesentlichen aus drei Abschnitten unterschiedlicher Breite besteht, wobei der zylindrische Abschnitt 4 unmittelbar mit dem Tubus 1 verbunden ist.

Der dem zylindrischen Abschnitt 4 gegenüberliegende Gehäuseabschnitt 5 ist mit einem flexiblen Schlauch 6, beispielsweise aus Gummi, verbunden, der sich bis zu einem distalen Endstück 7 erstreckt. Der flexible Schlauch 6 ist gegebenenfalls mit in der Zeichnung nicht erkennbaren Perforationen versehen und von einer schlauchförmigen Ballonhülle 8 umgeben, so daß durch Einbringen einer Flüssigkeit, insbesondere Wasser, die Ballonhülle 8 aufgeweitet werden kann, was in Fig. 2 zu erkennen ist.

Während in Fig. 1 der distale Endbereich 9 der Ösophagussonde gekrümmt dargestellt ist, ist dieser in Fig. 2 in seiner geraden gestreckten Stellung mit der aufgeweiteten Ballonhülle 8 dargestellt. Wie man in den Fig. 1 und 2 erkennt, umgibt der flexible Schlauch 6 eine Vielzahl von etwa 12 mm langen starren Führungsgliedern 10, deren Gestalt in den Fig. 5 und 6 deutlicher zu erkennen ist. Die Führungsglieder 10 werden durch den flexiblen Schlauch 6 elastisch zwischen dem distalen Endstück 7 und der Koppelhülse 3 festgehalten. Die Gesamtlänge der hintereinander aufgereihten Führungsglieder 10 entspricht dabei dem freien Abstand zwischen dem distalen Endstück 7 und dem Gehäuseabschnitt 5 der Koppelhülse 3.

Wenn auf den elastischen und flexiblen Schlauch 6 quer zu seiner Längsrichtung eine Kraft ausgeübt wird, läßt sich der distale Endbereich 9 der Ösophagussonde in der in Fig. 1 gezeigten Weise verbiegen, wobei ein Krümmungsradius von etwa 35 mm erreichbar ist. Zum Ausgleich der Krümmung bilden sich beim Biegen des distalen Endbereichs 9 zwischen den Führungsgliedern 10 im Krümmungsbereich 11 keilförmige Freiräume 12, die in Fig. 1 gut zu erkennen sind. Aufgrund der durch den flexiblen Schlauch 6 gebildeten Außenhaut und der Aufteilung in viele verhältnismäßig starre und kurze Führungsglieder ist der distale Endbereich 9 flexibel, so daß sich die Ösophagussonde leicht in den Ösophagus eines Patienten einführen läßt.

Wenn die Führungsglieder 10 in der in Fig. 2 dargestellten Weise aufeinandergerichtet und sich gegenseitig berührend angeordnet sind, bilden sie einen geraden und stabilen Führungskanal 13, da die Führungsglieder 10 jeweils gleichartig ausgebildete Hohlräume 14 aufweisen, die in den Fig. 5 und 6 deutlicher als in den Fig. 1 und 2 zu erkennen sind.

Um den distalen Endbereich 9 der Ösophagussonde von dem in Fig. 1 dargestellten gekrümmten Zustand in den in Fig. 2 dargestellten gestreckten und versteiften Zustand zu überführen, wird die durch den flexiblen Schlauch 6 aufgebrachte Kraft mit Hilfe einer Streck- und Verriegelungseinrichtung unterstützt, die es gestattet, die Führungsglieder 10 ausgehend von der in Fig. 1 dargestellten gekrümmten Stellung fest gegeneinander anzudrücken, so daß deren distale Stirnflächen 15 und proximale Stirnflächen 16 fest gegeneinander angedrückt werden. Da die distalen Stirnflächen 15 und die proximalen Stirnflächen 16 immer rechtwinklig zur

Längsachse der Führungsglieder 10 verlaufen, gestatten es die Führungsglieder 10, den distalen Endbereich 9 mit dem flexiblen Schlauch 6 so zu versteifen, daß der flexible Schlauch 6 von einer gekrümmten Lage in eine präzise gestreckte Lage überführt wird und die Hohlräume 14 der Führungsglieder 10 einen präzisen und gestreckten Führungskanal 13 bilden.

Die Streck- und Verriegelungseinrichtung enthält als wesentliches Element einen Spanndraht 17, der sich, wie in den Fig. 1 und 2 zu erkennen ist, ausgehend von einer in der Nähe des distalen Endstücks 7 angeordneten Spannscheibe 18 des Endstückes 7 durch in den Seitenwänden 19 parallel zu den Längsachsen der Führungsglieder 10 verlaufende Spanndrahtbohrungen 21 erstreckt, die in Fig. 6 zu erkennen sind. Nach dem Austreten des Spanndrahtes 17 aus dem der Koppelhülse 3 benachbarten Führungsglied 10 gelangt der Spanndraht 17 zu einem Umlenkstück 22 und von dort zu den Spanndrahtbohrungen 21 in den den Seitenwänden 19 gegenüberliegenden Seitenwänden 20 der Führungsglieder 10. Dabei erstreckt sich der Spanndraht 17 bis zur Spannscheibe 18, in der beide Enden des im Umlenkstück 22 verschieblich gehaltenen Spanndrahtes 17 befestigt sind.

Das Umlenkstück 22 gestattet es, auf den Spanndraht 17 und somit auf die durch die Seitenwände 19, 20 verlaufenden Spanndrahtabschnitte einen Zug auszuüben, der sich bis zur Spannscheibe 18 fortpflanzt und dadurch alle Führungsglieder 10 in Richtung auf die Koppelhülse 3 zieht. Auf diese Weise läßt sich durch Rückziehen des Umlenkstückes 22 und Spannen des Spanndrahtes 17 der distale Endbereich 9 aus einer gekrümmten Lage in eine gestreckte Lage überführen und durch Fixieren des Umlenkstücks 22 in der zurückgezogenen Lage verriegeln.

Wie man in den Fig. 1, 2 und 7 erkennt, ist das Umlenkstück 22 zum Ausüben einer Zugkraft auf die beiden Abschnitte des Spanndrahtes 17 mit einem Bowdenzug 23 verbunden, dessen Zugkabel 24 sich durch eine Bohrung im Umlenkstück 22 erstreckt und mit einer Zughülse 25 gesichert ist. Die Außenhülle 26 des Bowdenzuges 23 ist in einer Querwand 27 in der Koppelhülse 3 gelagert, so daß über den Bowdenzug 23 mit Hilfe der in Fig. 8 dargestellten Manipulationseinrichtung 2 eine Zugkraft zum Ausrichten und Fixieren des distalen Endbereichs 9 ausgeübt werden kann.

In dem durch die Führungsglieder 10 gebildeten Führungskanal 13 ist ein in den Fig. 1 bis 4 dargestellter Gleitschlitten 30 verfahrbar. In Fig. 1 ist der Gleitschlitten 30 in der vorgeschobenen und in Fig. 2 in der zurückgezogenen Stellung dargestellt. Der Gleitschlitten 30 ist innerhalb des Führungskanals 13, wenn dieser sich in der gestreckten, in Fig. 2 dargestellten Konfiguration befindet, in Richtung des Doppelpfeils 29 um etwa 130 mm verschiebbar. Der Gleitschlitten 30 trägt einen Ultraschallwandler 31, beispielsweise einen Gruppenstrahler, der es gestattet, eine rechtwinklig zur gestreckten Längsachse 32 des distalen Endbereichs 9 verlaufende Ebene mit Ultraschall abzutasten, wobei für die Abtastebene mit Hilfe des Ultraschallbildverarbeitungssystems, das an die Ösophagussonde angeschlossen ist, ein Ultraschallschnittbild in Gestalt einer tomographischen Schichtbilddarstellung erfassbar ist.

Der Ultraschallwandler 31 ist im Gleitschlitten 30 in einer Vergußmasse 33 eingebettet. Wie man in den Figuren 3 und 4, die den Gleitschlitten 30 gegenüber den Figuren 1 und 2 etwa zweifach vergrößert darstellen, erkennt, ist der Gleitschlitten 30 mit einem Führungsbügel 34 versehen, der es gestattet, den Gleitschlitten

30 in dem einseitig offenen Führungskanal 13 der Führungsglieder 10 präzise in Richtung des Doppelpfeils 29 zu führen und zu verschieben. Dazu sind in den Führungsgliedern 10 in den Figuren 5 und 6 erkennbare Führungsnuten 35 vorgesehen, in die die Schenkel des Führungsbügels 34, der beispielsweise aus einem elastischen Draht besteht, eingreifen.

Der Ultraschallwandler 31 ist über ein vieladriges Kabel 36, das mit dem Gleitschlitten 30 im distalen Endbereich 9 sowie im Tubus 1 in Längsrichtung verschiebbar ist, verbunden. Das vom Gleitschlitten 30 wegweisende Ende des Kabels 36 mündet in die Manipulationseinrichtung 2, die es gestattet, das Kabel 36 vorzuschieben und zurückzuziehen. Außerdem ist das Kabel 36 elektrisch mit dem Ultraschallbildbearbeitungssystem verbunden, um für eine Vielzahl von Positionen des Gleitschlittens 30 und damit für eine Vielzahl von parallel zueinander verlaufenden Ebenen Schnittbilder der Umgebung des distalen Endbereichs 9 der Ösophagussonde aufzunehmen.

Das Kabel 36 weist eine flexible Schub- und Zughülle 37 auf, die ein elektrisches Leitungsbündel 38 umgibt.

Wie man den Figuren 3 bis 6 entnehmen kann, erstrecken sich die Schenkel des Führungsbügels 34, die Führungsnuten 35 und die Spanndrahtbohrungen 21 parallel zur Längsachse 32 des distalen Endbereichs 9 der Ösophagussonde. Um die Führung des Führungsbügels 34 in den Führungsnuten 35 besonders günstig zu gestalten, kann in der in Fig. 3 dargestellten Weise vorgesehen sein, daß der Bügel geringfügig bogenförmig oder leicht konvex gestaltet ist, um einen geringen seitlichen Druck auf die Seitenwände 19 und 20 der Führungsglieder 10 auszuüben. Auf diese Weise wird eine besonders

sichere Führung erreicht, wenn der Gleitschlitten 30 zur Erfassung einer Vielzahl von Schnittbildern ausgehend vom vorderen Ende des distalen Endbereichs 9 in Richtung zum proximalen Ende gezogen wird. Alternativ ist es auch möglich, umgekehrt zu verfahren, d.h. beim Abtasten einen Vorschub auszuführen.

Da zum Versteifen des distalen Endbereichs 9 nur ein einziger Spanndraht 17 verwendet wird, dessen beiden Enden an der Spannscheibe 18 befestigt sind, können Ungleichmäßigkeiten besonders gut ausgeglichen werden. Dazu ist es lediglich erforderlich, daß der Spanndraht 17 sich im Umlenkstück 22 geringfügig quer verschiebt. Um das genaue Fluchten der Führungsglieder 10 nach dem Ziehen am Bowdenzug 23 zu unterstützen, sind die distalen Stirnflächen 15 oder die proximalen Stirnflächen 16 mit Erhebungen 39, beispielsweise in Gestalt von Zentrierkegeln versehen, denen in der jeweils benachbarten proximalen Stirnfläche 16 oder benachbarten distalen Stirnfläche 15 Vertiefungen 40 zugeordnet sind, wobei die Lage der Erhebungen 39 und Vertiefungen 40 genau so gewählt ist, daß die Erhebungen 39 eines Führungsgliedes 10 in die Vertiefungen 40 des benachbarten Führungsgliedes 10 eingreifen. In Fig. 6 erkennt man weiterhin eine Ausnehmung 47, die es gestattet, die Spanndrahtbohrungen 21 kurz zu halten und damit leichter herzustellen.

Während Fig. 6 ein einzelnes nach oben offenes Führungsglied 10 ohne den umgebenden flexiblen Schlauch 6 und den eingesetzten Gleitschlitten 30 zeigt, verdeutlicht der in Fig. 5 dargestellte Querschnitt durch den distalen Endbereich 9 einer Ösophagussonde ohne die oben erwähnte Ballonhülle 8 die gegenseitige Anordnung der verschiedenen Bauteile. Der um den Gleitschlitten

30 im Führungskanal 13 verbleibende Hohlraum 14 ist beim Einsatz der Ösophagussonde mit Wasser gefüllt, um eine gute Schallankopplung zu erreichen. Die Wasserzufuhr geschieht über den Tubus 1 sowie in den Figuren 1 und 2 erkennbare Durchgänge 41 in der Querwand 27. Zusätzliche Verbindungskanäle 42 für die Wasserzufuhr sind am distalen Ende der Koppelhülse 3 vorgesehen, was beispielsweise in Fig. 7 dargestellt ist. Wenn abweichend von der in Fig. 5 dargestellten Ausführungsform eine Ballonhülle 8 vorgesehen ist, befinden sich in der Oberseite 43 des Schlauches 6 Perforationen, durch die Wasser in den Innenraum der Ballonhülle 8 gelangen kann.

Wie sich insbesondere aus den Figuren 5 und 6 ergibt, haben die Führungsglieder 10 einen im wesentlichen U-förmigen Querschnitt, wobei die Seitenwände 19 und 20 nach außen gekrümmte schalenförmige abgerundete Flächen bilden. Oben sind die Führungsglieder 10 offen und an der Unterseite 44 sind sie etwas abgeflacht. Die Hohlräume 14 in den Führungsgliedern 10 sind entsprechend der Gestalt des Gleitschlittens 30 ausgebildet und haben vorzugsweise parallel verlaufende Innenseiten, die in Richtung auf die Unterseite 44 rinnenartig zusammenlaufen. Auf diese Weise wird eine besonders kompakte Ausgestaltung erreicht, so daß der Außendurchmesser der Ösophagussonde kleingehalten werden kann.

Wie man in Fig. 7 erkennen kann, bildet das Kabel 36 zusammen mit einem Kabelschlauch 45 einen weiteren Bowdenzug 46 zum Vorschieben und Zurückziehen des auf dem Gleitschlitten 30 angeordneten Ultraschallwandlers 31.

Der Kabelschlauch 45 des Bowdenzugs 46 endet ebenso wie die Außenhülle 26 des Bowdenzugs 23 im Gehäuse 50 der Manipulationseinrichtung 2, die in Fig. 8 in einem Querschnitt etwa in natürlicher Größe dargestellt ist. Das Gehäuse 50 verfügt über einen Anschlußstutzen 51, der mit Bohrungen für die Bowdenzüge 23 und 46 sowie mit in Fig. 8 nicht erkennbaren Bohrungen für die Wasserzufuhr versehen ist und auf dessen Außenmantel der Tubus 1 der Ösophagussonde aufgeschoben ist.

10

Wie man in Fig. 8 erkennt, verfügt die Manipulationseinrichtung 2 über einen Wasseranschlußstutzen 52, der mit einem Wasserschlauch 53 für die Wasserzufuhr zur Unterstützung der Ultraschallankopplung verbunden ist. Wie man der Zeichnung weiter entnehmen kann, mündet der Wasseranschlußstutzen 52 in den Innenraum 54 der Manipulationseinrichtung 2, die eine Zwischenwand 55 aufweist, durch die sich einerseits eine Zahnstange 56 und andererseits eine Zugstange 57 erstreckt. Die dazu vorgesehenen Öffnungen in der Zwischenwand 55 sind zur Vermeidung des Austritts von Wasser mit O-Ringen 58 und 59 abgedichtet.

15

20

Das Zugkabel 24 des Bowdenzugs 23 zum Versteifen und Ausrichten des distalen Endbereichs 9 ist mit dem in Fig. 8 linken Ende der Zugstange 57 verbunden. Die Zugstange 57 ist im Gehäuse 50 längsverschieblich geführt. Wie die Fig. 8 weiter zeigt, ist auf der Zugstange 57 ein Anschlagring 58 befestigt, gegen den eine Druckfeder 59 anliegt, der ein auf der Zugstange 57 verschiebbares Andruckstück 60 zugeordnet ist. Das Andruckstück 60 ragt durch einen Schlitz 61 aus dem Gehäuse 50 nach außen und kann mit Hilfe eines Handrades 62 dem ein Exenter 63 zugeordnet ist, ausgehend

25

30

35

von der in Fig. 8 dargestellten linken Endlage nach rechts verschoben werden, wenn das Handrad 62 mit dem Exenter 63 um die am Gehäuse 50 befestigte Achse 64 verdreht wird. Beim Verschieben der Zugstange 57 nach
5 rechts erfolgt eine Kraftübertragung über den Bautenzug 23 auf den Spanndraht 17 und dadurch ein Strecken und Versteifen des distalen Endbereichs 9.

Die im Gehäuse 50 längsverschieblich geführte Zahn-
10 stange 56 steht mit einem Ritzel 65 in Eingriff, das mit Hilfe eines Schrittmotors 66 antreibbar ist. Je nach der Drehrichtung des Schrittmotors 66 wird die Zahnstange 56 verschoben und dabei der Bowdenzug 46, der mit dem in Fig. 8 linken Ende der Zahnstange 56
15 verbunden ist, betätigt. Die flexible Schub- und Zughülle 37 des Kabels 36 ist mit der Zahnstange 56 fest verbunden. Das elektrische Leitungsbündel 38 des Kabels 36 erstreckt sich durch einen Kabelkanal 67 der Zahnstange 56 und verläßt die Manipulationseinrichtung 2
20 auf der in Fig. 8 rechts gezeigten Seite des Gehäuses 50 und der Zahnstange 56. Der Schrittmotor 66 wird durch den im Bildverarbeitungssystem enthaltenen Rechner gesteuert, wobei die Schrittweite, die Zeitpunkte des Weiterbewegens und die Verzögerungen gegenüber
25 einem aus einem EKG abgeleiteten Triggerimpuls einstellbar sind. Die Schrittweite ist so gewählt, daß die einzelnen Schnittebenen 0,5 mm Abstand voneinander haben.

30

35

PATENTANSPRÜCHE

1. 5 10 15 20 25 30 35
- Ultraschallendoskopeinrichtung zum Abtasten eines zu untersuchenden Organs eines Patienten, insbesondere zur Verwendung bei der transösophagealen Echokardiographie, mit einem über ein Ultraschall-diagnostikgerät elektrisch an ein Bildverarbeitungssystem für die Erzeugung multiplanarer Tomogramme anschließbaren Ultraschallwandler, der beweglich im distalen Endbereich des Endoskopes angeordnet ist, dadurch gekennzeichnet, daß der distale Endbereich (9) des Endoskopes als flexibler Schlauch (6) ausgebildet ist, der eine Vielzahl von axial hintereinander angeordneten starren Führungsgliedern (10) umgibt und zusammenhält, die Hohlräume (14) aufweisen, durch die ein durchgehender Führungskanal (13) für einen den Ultraschallwandler (31) tragenden verfahrbaren Gleitschlitten (30) gebildet ist, und daß sich durch die Führungsglieder (10) ein Spanndraht (17) erstreckt, durch den die Führungsglieder (10) mit ihren Stirnflächen (15, 16) gegeneinander andrückbar sind.
2. 25 30 35
- Ultraschallendoskopeinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Führungsglieder (10) zwischen einer Spannscheibe (18) und einer Koppelhülse (3) entlang zweier Abschnitte des Spanndrahtes (17) angeordnet sind, der sich durch Bohrungen (21) in zwei einander gegenüberliegenden Seitenwänden (19, 20) der Führungsglieder (10) ersteckt und in seinem mittleren Bereich (22) an einen Bowdenzug (23) angekoppelt ist.

3. Ultraschallendoskopeinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Führungsglieder (10) an ihren Stirnflächen (15, 16) einander zugeordnete Erhebungen (39) und Vertiefungen (40) aufweisen, die im versteiften und gestreckten Zustand des distalen Endbereichs (9) mit denen eines benachbarten Führungsgliedes (10) in Eingriff stehen.
4. Ultraschallendoskopeinrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Seitenwände (19, 20) der Führungsglieder (10) auf der zum Führungskanal (13) weisenden Innenseite Führungsnuten (35) aufweisen, durch die der Gleitschlitten (30) des Ultraschallwandlers geführt ist.
5. Ultraschallendoskopeinrichtung, nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Gleitschlitten 30 einen beidseitig überstehenden Führungsbügel (34) aufweist, der in die beiden seitlichen Führungsnuten (35) eingreift.
6. Ultraschallendoskopeinrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Führungsbügel (34) leicht konvex gebogen und elastisch ist.
7. Ultraschallendoskopeinrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der flexible Schlauch (6) Perforationen aufweist und von einer elastischen Ballonhülle (8) umgeben ist, die als Wasservorlaufstrecke dient.

8. Ultraschallendoskopeinrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das proximale Ende des Tubus (1) des Endoskopes mit einer Manipulationseinrichtung (2) verbunden ist, durch die der dem Spanndraht (17) zugeordnete Bowdenzug (23) sowie ein dem Gleitschlitten (30) zugeordneter Bowdenzug (46) betätigbar sind, und daß die Manipulationseinrichtung (2) einen Wasseranschluß (52) aufweist, durch den Wasser über den Tubus (1) zum distalen Endbereich (9) förderbar ist.
9. Ultraschallendoskopeinrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß der dem Spanndraht (17) zugeordnete Bowdenzug (23) mit einer axial verschiebbaren Zugstange (57) verbunden ist, die mit Hilfe eines Exenter (63) verschiebbar und arretierbar ist.
10. Ultraschallendoskopeinrichtung nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, daß der dem Gleitschlitten (30) zugeordnete Bowdenzug (46) mit einer durch einen Schrittmotor (66) betätigbaren Zahnstange (56) verbunden ist, durch die der Gleitschlitten (30) und der Ultraschallwandler (31) zu Beginn der Abtastfolge verschiebbar und nach jeder Abtastung um einen vorherbestimmten Betrag in Richtung auf das proximale Ende des Endoskopes zurückziehbar oder verschiebbar sind.

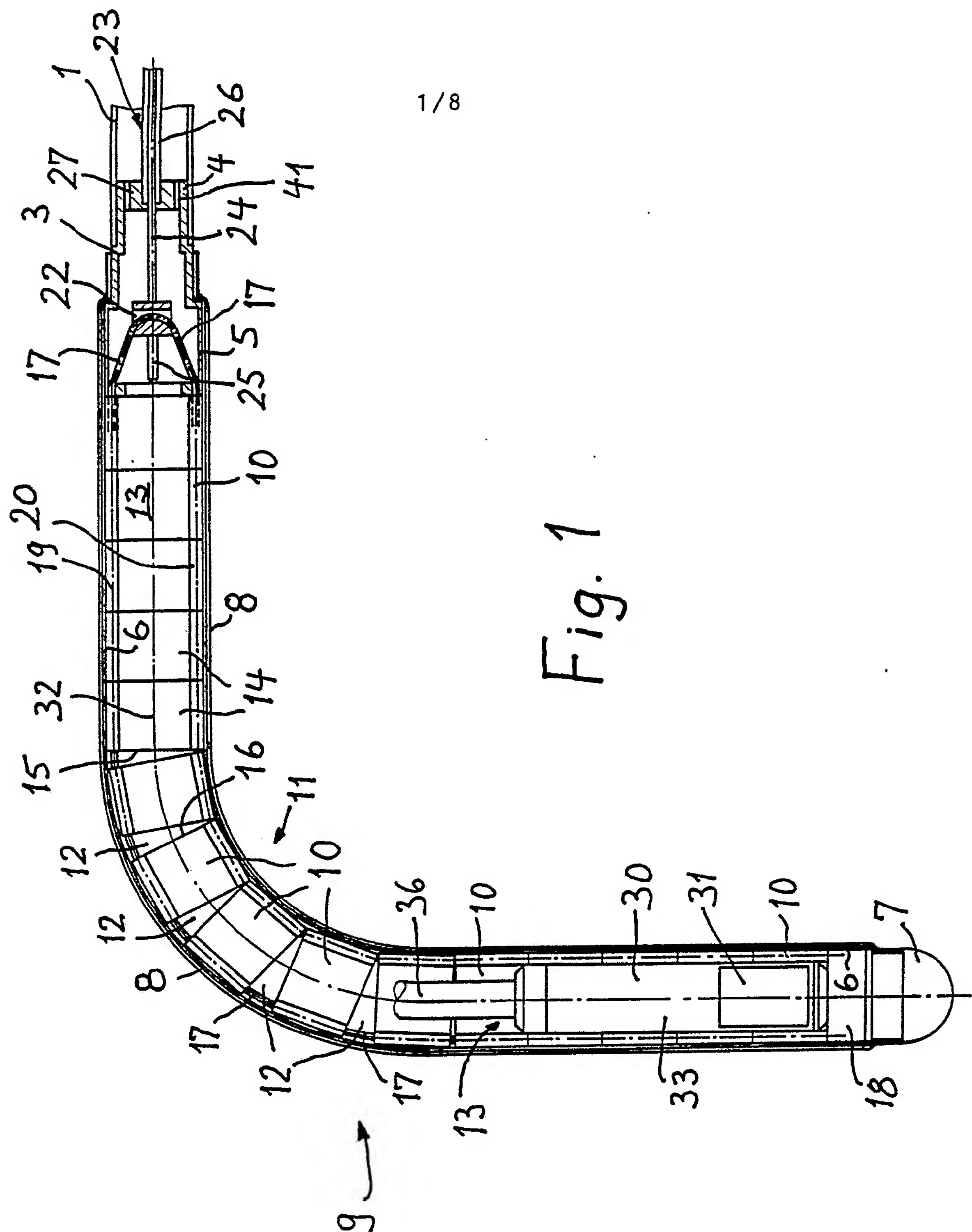


Fig. 1

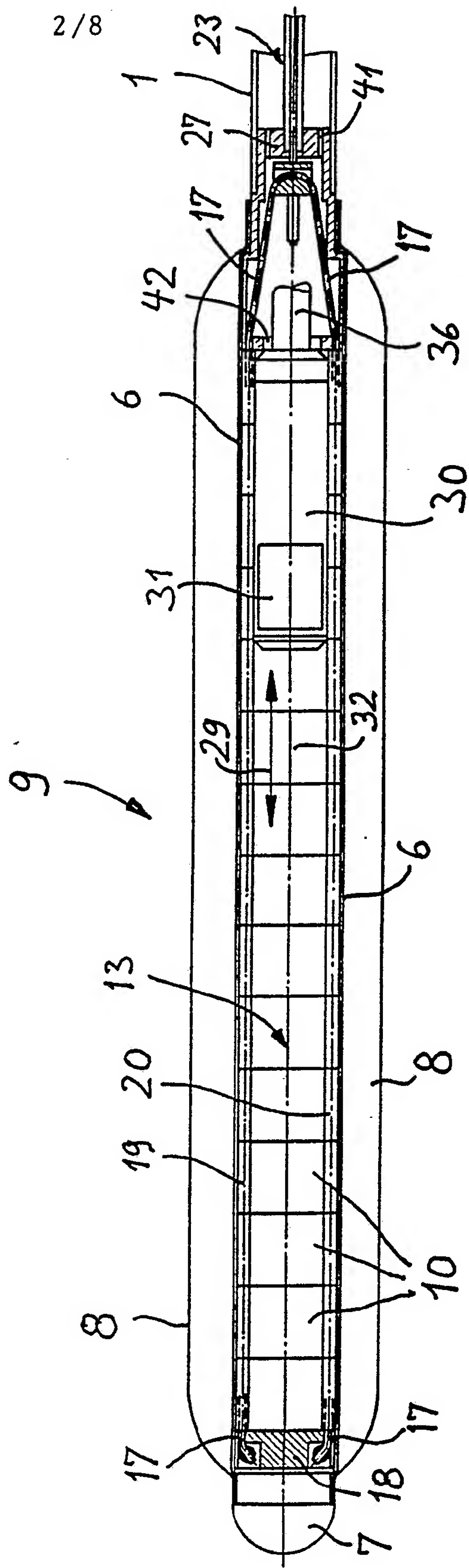
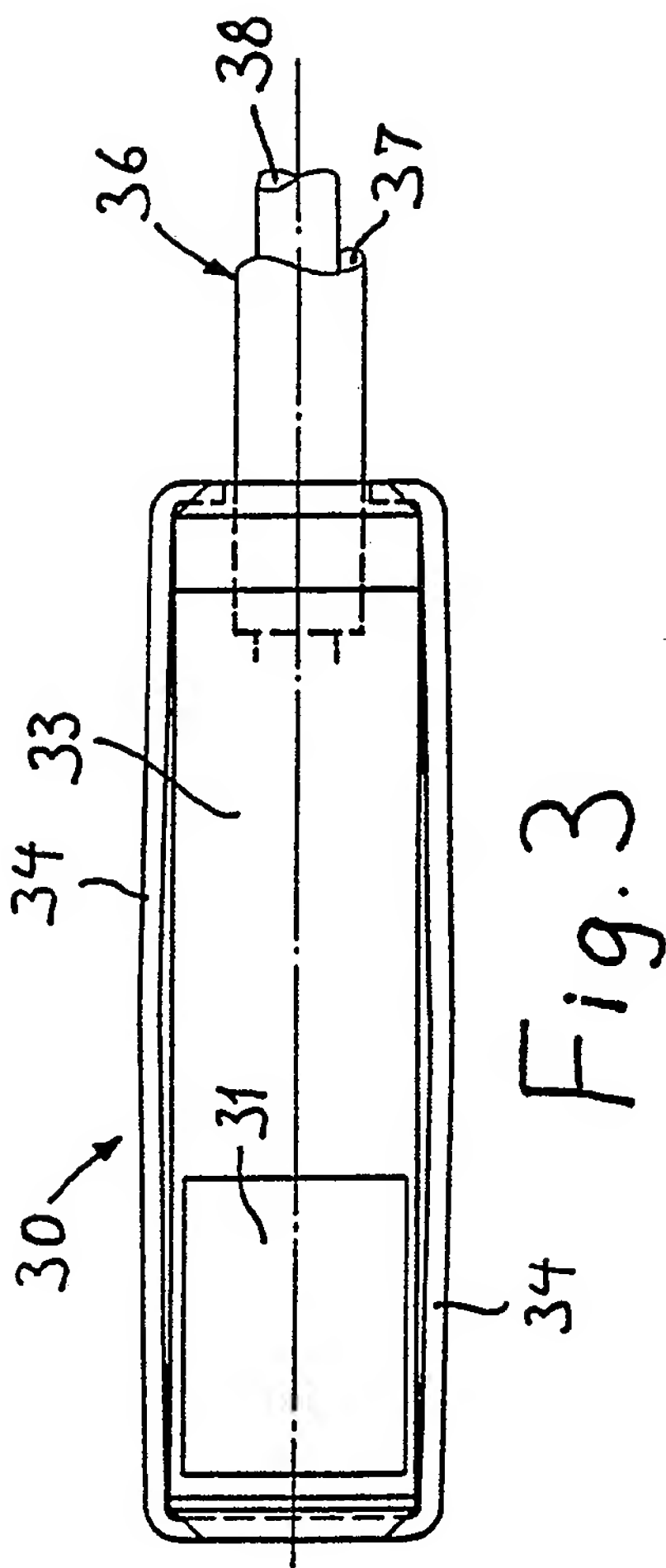
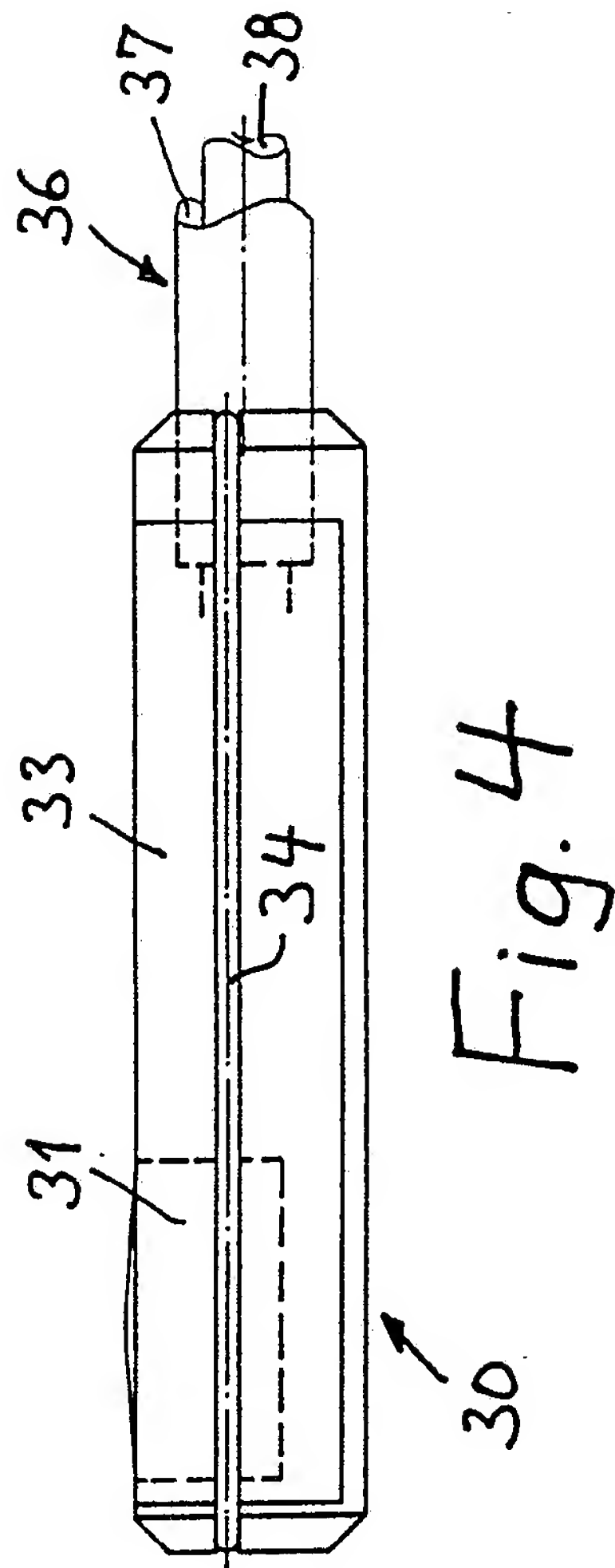
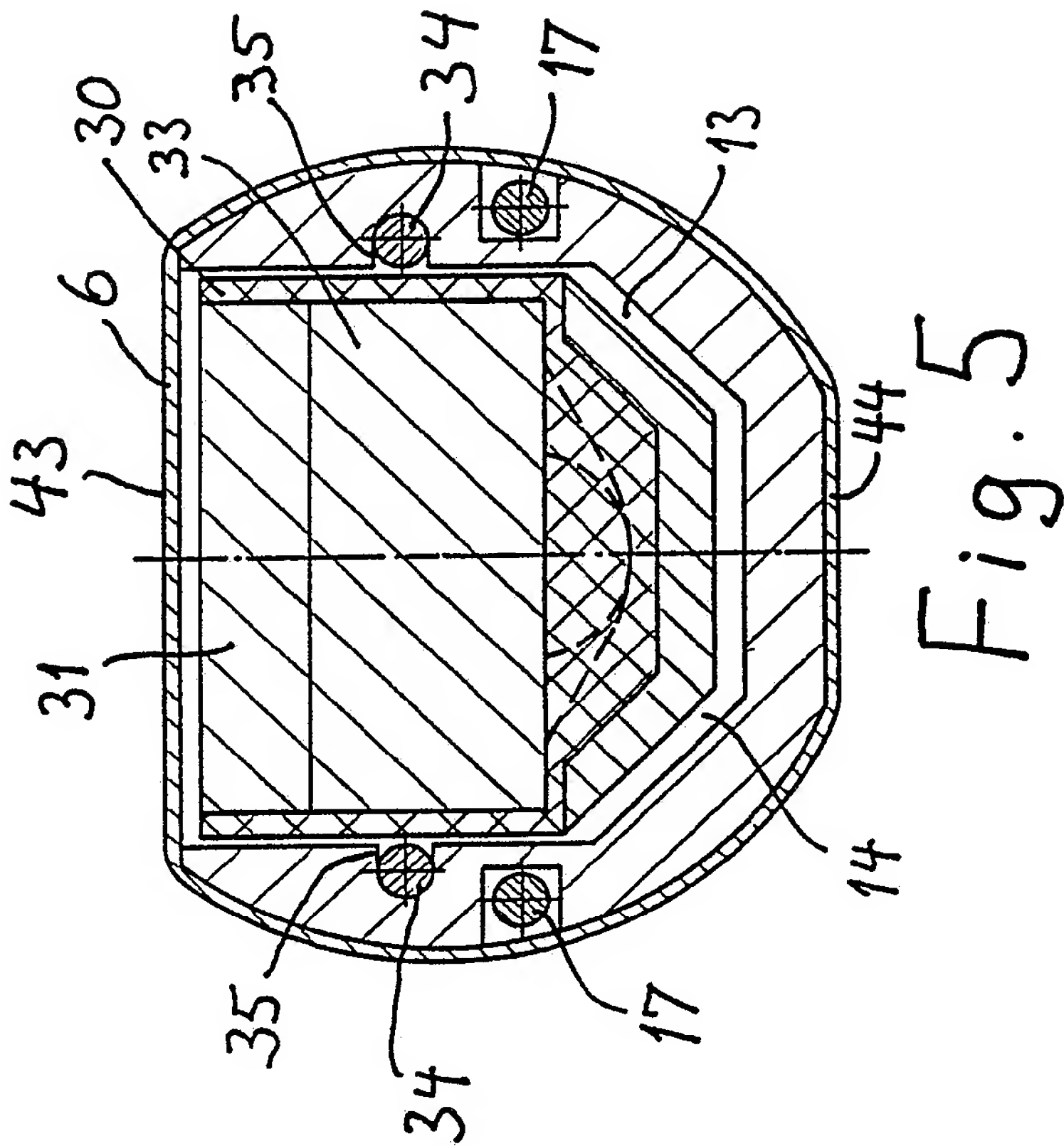


Fig. 2







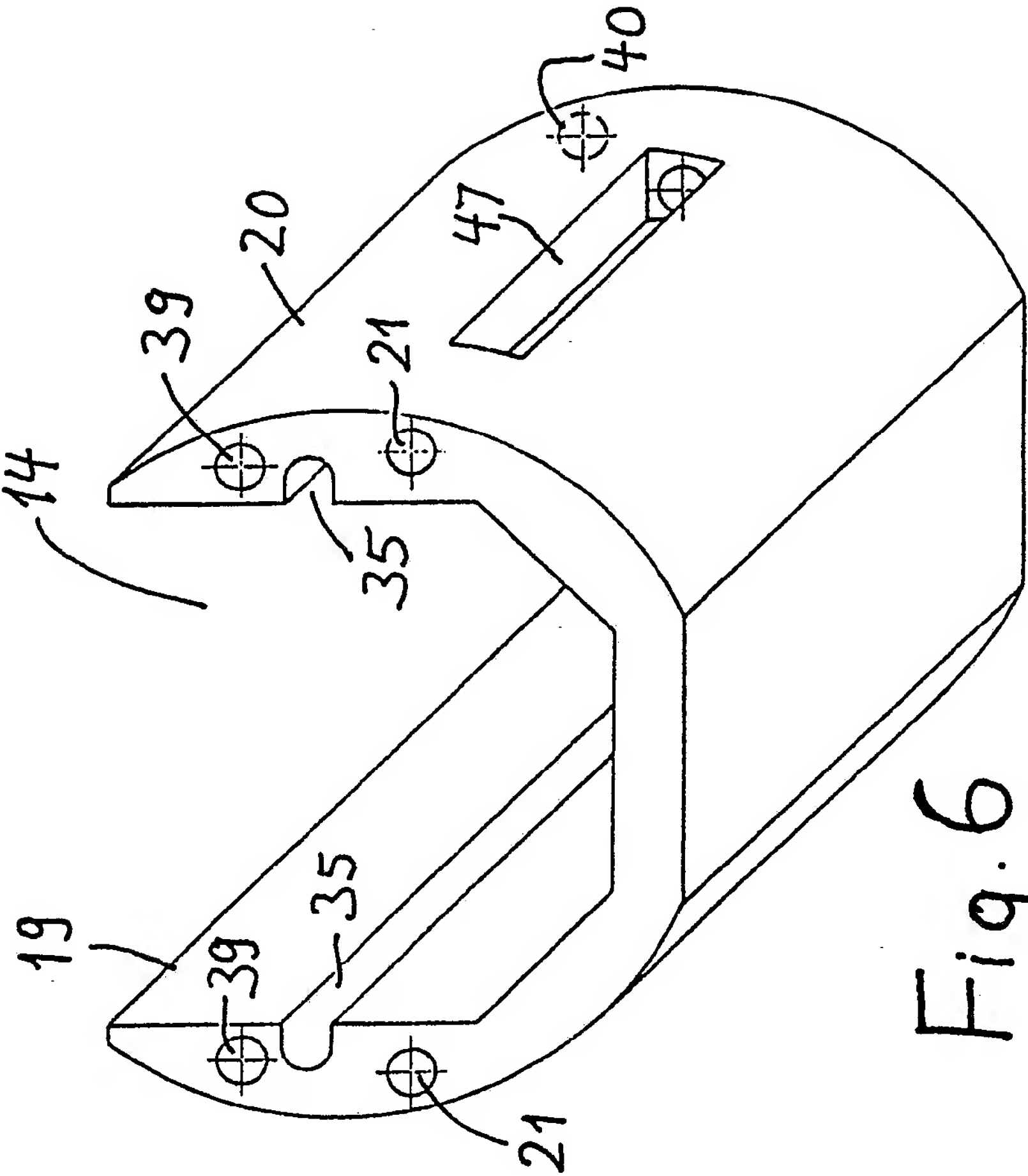
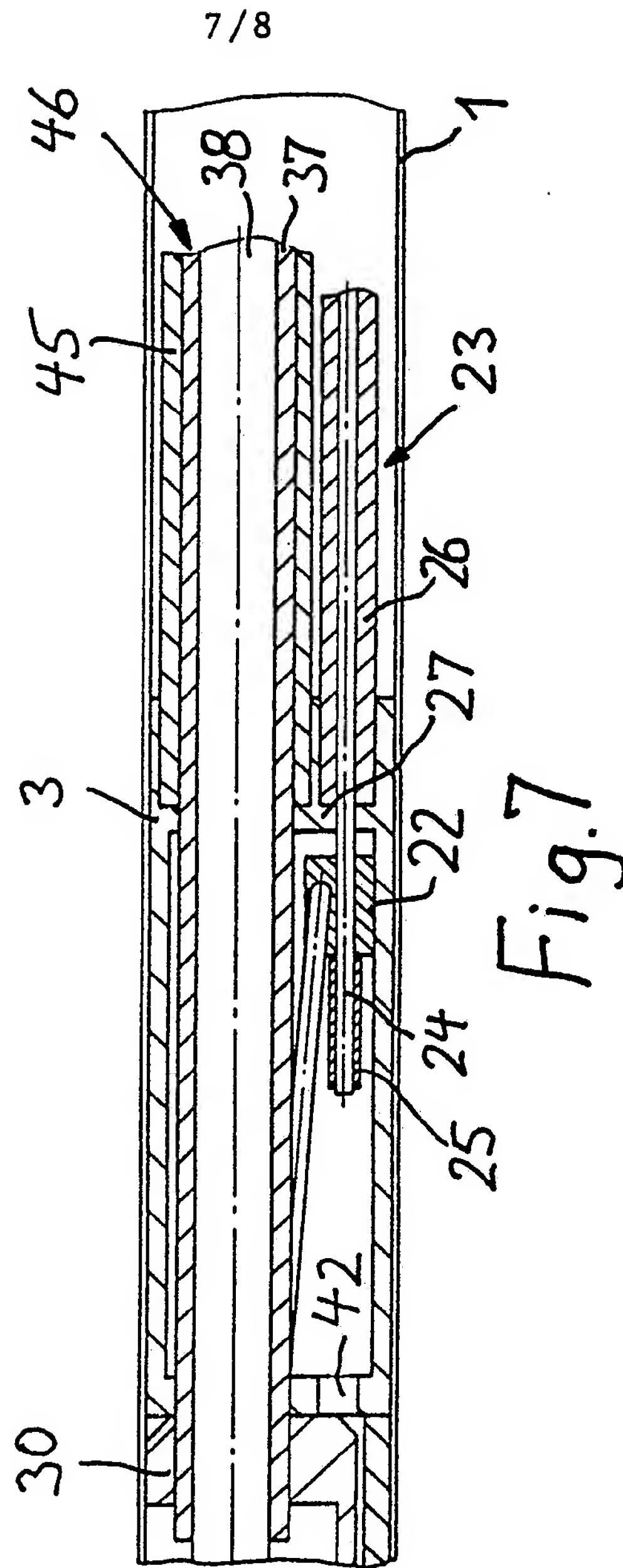
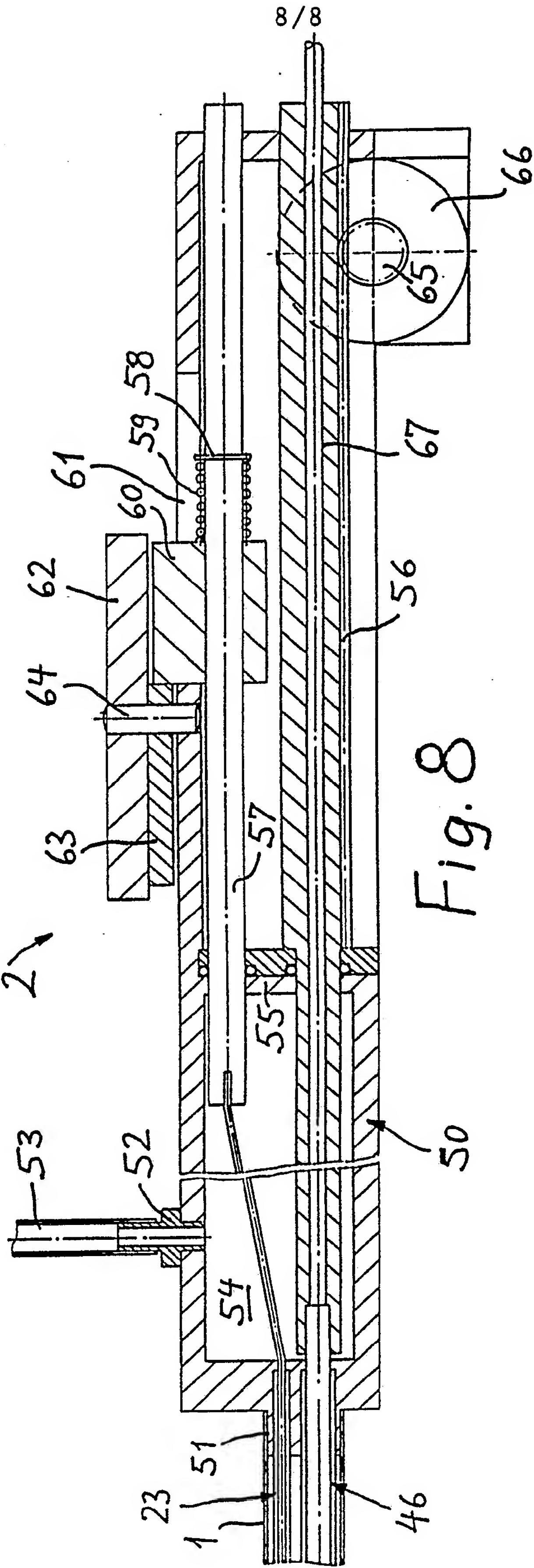


Fig. 6





INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PCT/DE 89/00551

I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (if several classification symbols apply, indicate all) ⁶		
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC		
Int.Cl. ⁵ A61B 8/12; A61B 1/00; A61M 25/01		
II. FIELDS SEARCHED		
Minimum Documentation Searched ⁷		
Classification System	Classification Symbols	
Int.Cl. ⁵	A61B; A61M	
Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched ⁸		
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT ⁹		
Category ⁹	Citation of Document, ¹¹ with indication, where appropriate, of the relevant passages ¹²	Relevant to Claim No. ¹³
A	EP, A, 234951 (CARDIOVASCULAR IMAGING SYSTEMS INC.) 02 September 1987 see abstract see page 18, line 30 - page 19, line 14; figures 1-11 (cited in the application)	1,2,4,7,8
A	-- US, A, 4686963 (J. COHEN ET AL.) 18 August 1987 see abstract see column 5, lines 39-63; figure 3	1,2
A	-- GB, A, 2143920 (WARNER LAMBERT TECHNOLOGIES INC.) 20 February 1985 see abstract see page 1, line 110 - page 2, line 27; figures 1-4	1-3
A	-- EP, A, 61332 (OLYMPUS OPTICAL CO. LTD.) 29 September 1982 see abstract see page 10, line 18 - page 12, line 12; figures 6,7	1
A	-- US, A, 4655257 (Y. IWASHITA) 07 April 1987 see abstract; figures 1-4	1
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 48%;"> <p>¹⁰ Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> </div> <div style="width: 48%;"> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.</p> <p>"&" document member of the same patent family</p> </div> </div>		
IV. CERTIFICATION		
Date of the Actual Completion of the International Search	Date of Mailing of this International Search Report	
13 November 1989 (13.11.89)	23 November 1989 (23.11.89)	
International Searching Authority	Signature of Authorized Officer	
EUROPEAN PATENT OFFICE		

**ANNEX TO THE INTERNATIONAL SEARCH REPORT
ON INTERNATIONAL PATENT APPLICATION NO.**

PCT/DE 89/00551
SA 30540

This annex lists the patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report.
The members are as contained in the European Patent Office EDP file on
The European Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

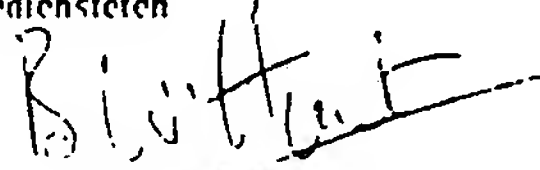
13/11/89

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP-A-234951	02-09-87	US-A- 4794931 JP-A- 62270140	03-01-89 24-11-87
US-A-4686963	18-08-87	JP-A- 62265612	18-11-87
GB-A-2143920	20-02-85	US-A- 4651718	24-03-87
EP-A-61332	29-09-82	JP-A- 57156737 JP-A- 57156739 JP-A- 57156740 US-A- 4489727	28-09-82 28-09-82 28-09-82 25-12-84
US-A-4655257	07-04-87	None	

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

PCT/DE 89/00551

Internationales Aktenzeichen

I. KLASSIFIKATION DES ANMELDUNGSGEGENSTANDS (bei mehreren Klassifikationssymbolen sind alle anzugeben) ⁶		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC: Int.Kl. 5 A61B8/12 ; A61B1/00 ; A61M25/01		
II. RECHERCHIERTE SACHGEBIETE		
Recherchierte Mindestprüfstoff ⁷		
Klassifikationssystem	Klassifikationssymbole	
Int.Kl. 5	A61B ; A61M	
Recherchierte nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Sachgebiete fallen ⁸		
III. EINSCHLAGIGE VERÖFFENTLICHUNGEN ⁹		
Art. ⁹	Kennzeichnung der Veröffentlichung ¹¹ , soweit erforderlich unter Angabe der maßgeblichen Teile ¹²	Betr. Anspruch Nr. ¹³
A	EP,A,234951 (CARDIOVASCULAR IMAGING SYSTEMS INC.) 02 September 1987 siehe Zusammenfassung siehe Seite 18, Zeile 30 - Seite 19, Zeile 14; Figuren 1-11 (in der Anmeldung erwähnt) ---	1, 2, 4, 7, 8
A	US,A,4686963 (J.COHEN ET AL.) 18 August 1987 siehe Zusammenfassung siehe Spalte 5, Zeilen 39 - 63; Figur 3 ---	1, 2
A	GB,A,2143920 (WARNER LAMBERT TECHNOLOGIES INC.) 20 Februar 1985 siehe Zusammenfassung siehe Seite 1, Zeile 110 - Seite 2, Zeile 27; Figuren 1-4 ---	1-3
-/--		
<p>⁹ Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen¹⁰ :</p> <p>"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist</p> <p>"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist</p> <p>"I" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)</p> <p>"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht</p> <p>"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist</p> <p>"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist</p> <p>"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden</p> <p>"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist</p> <p>"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist</p>		
IV. BESCHEINIGUNG		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absenddatum des internationalen Recherchenberichts	
13.NOVEMBER 1989	23.11.89	
Internationale Recherchenbehörde	Unterschrift des bevollmächtigten Bediensteten	
EUROPAISCHES PATENTAMT	HUNT B.W. 	

III. EINSCHLAGIGE VERÖFFENTLICHUNGEN (Fortsetzung von Blatt 2)		
Art "	Kennzeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der maßgeblichen Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	EP,A,61332 (OLYMPUS OPTICAL CO. LTD.) 29 September 1982 siehe Zusammenfassung siehe Seite 10, Zeile 18 - Seite 12, Zeile 12; Figuren 6, 7 ---	1
A	US,A,4655257 (Y.IWASHITA) 07 April 1987 siehe Zusammenfassung; Figuren 1-4 ---	1

ANHANG ZUM INTERNATIONALEN RECHERCHENBERICHT ÜBER DIE INTERNATIONALE PATENTANMELDUNG NR.

PCT/DE 89/00551

SA 30540

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten internationalen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.

Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

13/11/89

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP-A-234951	02-09-87	US-A- 4794931	03-01-89
		JP-A- 62270140	24-11-87
-----	-----	-----	-----
US-A-4686963	18-08-87	JP-A- 62265612	18-11-87
-----	-----	-----	-----
GB-A-2143920	20-02-85	US-A- 4651718	24-03-87
-----	-----	-----	-----
EP-A-61332	29-09-82	JP-A- 57156737	28-09-82
		JP-A- 57156739	28-09-82
		JP-A- 57156740	28-09-82
		US-A- 4489727	25-12-84
-----	-----	-----	-----
US-A-4655257	07-04-87	Keine	
-----	-----	-----	-----